

<原著>相対的X線線量およびI.I.輝度同時測定管理装置の試作

著者	坂本 博, 細貝 良行, 佐々木 正寿, 大石 幹雄
雑誌名	東北大学医療技術短期大学部紀要 = Bulletin of College of Medical Sciences, Tohoku University
巻	9
号	2
ページ	229-238
発行年	2000-07-31
URL	http://hdl.handle.net/10097/33741

相対的 X 線線量および I.I. 輝度同時測定管理装置の試作

坂本 博, 細貝良行, 佐々木正寿, 大石幹雄*

東北大学医学部附属病院 放射線部

*東北大学医療技術短期大学部 診療放射線技術学科

Experimental Production of the Device for Simultaneously Measuring and Controlling Relative X-ray Dose and I.I. Luminance

Hiroshi SAKAMOTO, Yoshiyuki HOSOKAI, Masatoshi SASAKI
and Mikio OISHI

Department of Radiology, Tohoku University Hospital

**Department of Radiological Technology, College of Medical Sciences, Tohoku University*

Key words : Liquid scintillator, Photodiode, Dosimeter, Quality control, Relative dose rate

It is an important and, in fact, essential part for quality control to always observe the dose and luminance of X-ray television systems in daily use. However, the wide-spread type of dosimeters, whose detector is made up of a photomultiplier and should be put to high voltage, requires careful operation. Besides that, the measurement of I.I. luminescence involves complicated work, such as detaching cameras and lenses for the placement of a luminance meter. Then, we experimentally produced the measuring device with an Si-photodiode as a detector. The device can measure relative X-ray dose and I.I. luminescence simultaneously.

The fluorescent substance in the relative X-ray dose detector of our device is a liquid scintillator, which is less direction-dependency, and its luminescence is detected by an Si-photodiode. The Si-photodiode in the luminance detector is integrated into the X-ray television system. The signals from the detectors are amplified one thousand time through an OP amplifier and converted into +10V voltage. The converted signals are put into a personal computer through a 16-channel type AD converter, where they are analyzed using our original programs. The device enables us to have real-time quality control of X-ray television systems.

The relative dose rate of our dosimeter is compared with that of Radocal's Model 9015 within fluoroscopic dose, and the mutual relation is found. The stability of our device is examined based on the coefficient of variation.

1. 緒 言

近年の画像診断用機器にはインバータ式一般X線撮影装置, X線テレビジョン装置, CR装置,

DSA装置, CT装置, MRI装置, 超音波装置などがあり, 高速でより精度の高い画像診断を目的として日々進歩, 発展を続けている。また, Interventional Radiology (IVR) 等の高度な放射線医

療技術も導入されるなど、放射線の利用は日常の診療や治療に欠くことのできないものとなっている。

それらの中でMRI装置、超音波装置以外は放射線を用いるため、機器の使用においては、被験者に対する被曝の低減を常に考慮しなければならない。すなわち、放射線医療従事者にとっては業務の一環として、使用機器の動作・安全確認と共に患者に対する被曝低減を十分念頭においた、機器の品質管理 (Quality Control (QC))^{1)~4)} を行っていくことが重要であると考えらる。

X線テレビジョン装置 (X線テレビ) におけるQCには、X線線量の管理とImage Intensifier (I.I.) の輝度管理がある。X線発生器とI.I. は共に使用によって経年変化を起し、線量の変動や輝度の低下等の劣化現象を起す。従って、QCは定期的・持続的に長期に渡って行っていかなければならない。しかし、JISによる測定法は非常に厳密であり高価な測定器の準備を必要とし、また設置場所によっては測定器の接続や配置に困難なことも生じ、多くの施設では確認程度の簡単な方法で処理しているのが現状である。

機器の厳密な特性や他施設機器との特性比較等においては、それらの測定法はJISに基づく方法で行なわなければならないが、しかし各施設におけるQCは機器の自己点検が主であり、自己の正常値を経時的に確認することが目的である。すなわちその測定値は相対値表示でも十分であると考えらる。そこで、X線テレビのQC測定装置に求められることは、コンピュータ導入型でX線線量とI.I. 輝度が同時に測定できて、その値が常時リアルタイムで観測できるものであると考えられる。

今回我々は、細貝⁵⁾らが行った相対的I.I. 輝度測定装置の拡張としてX線検出とI.I. 輝度検出が同時に行える、X線テレビQCの簡易的システムを考案した。X線検出器は液体シンチレータとSiフォトダイオード (SPD) の組み合わせによって、I.I. 輝度検出器はSPD単独によって構成した。しかし、今回は液体シンチレータのX線線量計への適応性に重点をおくので、I.I. 輝度についての測定法やデータ記述は省略した。

X線シンチレータに液体シンチレータを用いたのは、線量計の方向依存性を無くし、かつX線検出効率を高めるためである。また、I.I. 輝度検出器にSPDを使用したのは、検出部の小型化とコンピュータの導入を容易にするためである。

本システムによってX線テレビの特性測定が簡易的にかつ精度良く実施でき、QCシステムとして有効であることが判明した。よって、本報告はシステムの構成および動作とその測定結果を述べるものである。

2. 方 法

1) 使用機器および材料

- 液体シンチレータ
PPO+DMPOPOP (キシレン溶媒 20 ml)
- センサー回路
Si フォトダイオード S1337-1010BQ (浜松ホトニクス)
OP アンプ LF411C 型 (National semiconductor)
電流増幅器 KIV-107 (光研工業)
- コンピュータシステム
A/D ボード ADM-686PCI (マイクロサイエンス)
16 ch, 12 bit
プログラミング言語 BorlandC++ Ver5.02
パーソナルコンピュータ EPSON
- 線量計
MODEL9015 (RADOCAL)
- 輝度計
BM-3 (TOPCON)
- オシロスコープ
COR5541 (菊水)
100 MHz
- X線装置
DHF-155H II (HITACHI)
15 kHz, 300 kWHU

2) 相対的X線線量およびI.I. 輝度同時測定管理装置の概要

(1) システム構成

本測定システムの概観図およびフローチャート

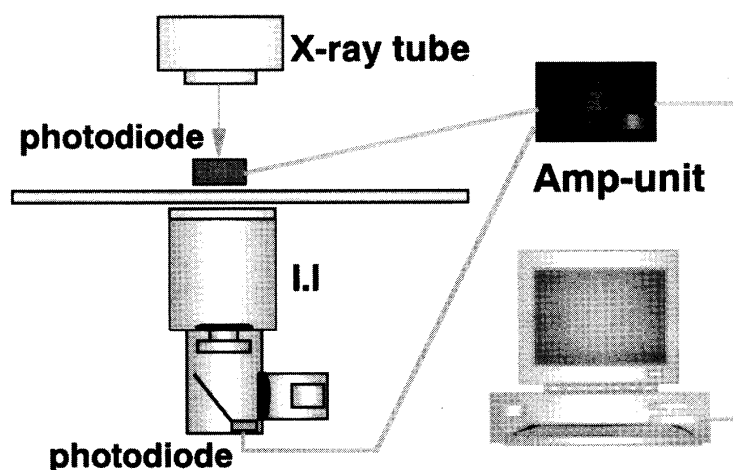


Fig. 1. Schematic diagram

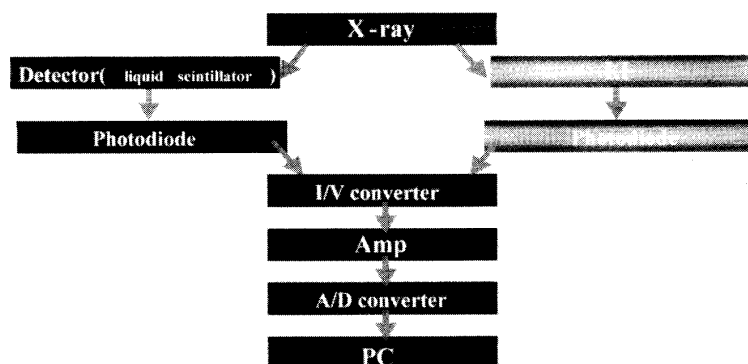


Fig. 2. 相対的 X 線線量および I.I. 輝度同時測定管理装置フローチャート

を Fig. 1, 2 に示す。システムは検出部 (X 線線量, I.I. 輝度), 電流—電圧変換器 (I/V 変換器), 増幅器, そしてコンピュータ部とした。X 線検出部は測定時にだけ I.I. 入力面上に配置し, また輝度検出部は I.I. システムと一体化させるためディストリビュータ (I.I. 出力面と撮像管の間) 内に常設した。両値は常時モニタリングできるようにした。

相対的 X 線線量計 (X 線線量計) と相対的 I.I. 輝度計 (I.I. 輝度計) は検出部, I/V 変換器, 増幅器で構成した。X 線線量計の検出部は液体シンチレータと SPD との組み合わせとし, I.I. 輝度計の検出部は SPD 単独とした。両出力電流は交互に I/V 変換器を介して増幅部へ入力した。両出力電流の切り替え周波数は 1 Hz とした。増幅部からの出力電圧は最大 +10 V とし, 16 チャンネル, 12 bit の A/D コンバータ⁹⁾ に入力した。両データは,

CRT 上で表やグラフで表示した。

(2) 液体シンチレータ, フォトダイオード

現在, 使用されている放射線検出器の原理は, 放射線と物質の相互作用を利用するものであり, その物質には固体, 液体, 気体等がある。一般の照射線量計では空気の電離電荷から放射線量を測定しているが, 本システムでは液体シンチレータ⁷⁾⁸⁾の蛍光作用を利用した。

液体シンチレータは, 発光効率が良いため, α 線や β 線などの飛跡の短い放射線の測定に利用されている。その主成分は溶質 (蛍光体) と有機溶媒であり, それらの種類と使用量によって発光特性が決定される。また, 本法では溶質には第 1 溶質と第 2 溶質を使用した。

使用した液体シンチレータの成分は, 第 1 溶質として PPO を 4 g/l, 第 2 溶質として

DMPOPOP を 0.2 g/l, また有機溶媒として *o*-キシレン, *m*-キシレンと *p*-キシレンの混合キシレン (ジメチルベンゼン) を 2 g/l 使用し, 全体量を 20 ml のキシレンシンチレータとした。混合キシレンは毒性, 気化による溶媒損失が少なく, 引火点の高い特徴を有する。Fig. 3 に PPO の分光感度特性を示す。本法では, 液体シンチレータと SPD の分光感度を合わせるために, 波長変換体である第 2 溶質を使用した。第 2 溶質による分光特性の変化は Fig. 3 (右側のグラフ) に示してある。

液体シンチレータを封入する試料容器として使用されるのが, バイアルである。検出部に要求した材質条件して, 低バックグランド, 光エネルギーの吸収が少ない, 放射性試料と液体シンチレータとの環境に対して化学的不活性, 均質構造, 耐衝撃性が良い, 溶液量が確認可能, 紫外線, 摩擦, 電気的刺激によってルミネッセンスを生じないなどである。本システムには, ホウケイ酸ガラス性低カリガラス・バイアル⁶⁾を使用した。

SPD は代表的な光センサーであり, X 線機器制御用に広く使用されている。SPD も一般ダイオードと同様に整流作用をもつが, 重要な特性は光起電力効果を有することである。光入力によって起電力が生じ, ダイオードの逆方向に光入力の強さに比例した光電流が流れる。この光電流を X 線線量, I.I. 輝度のデータとして利用した。しかし, 光入力がなくとも熱的に発生する微少な暗電流は, データの誤差要因となる。従って, SPD の選

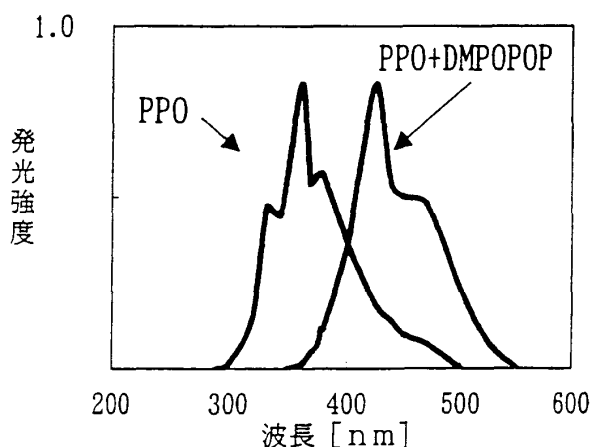


Fig. 3.

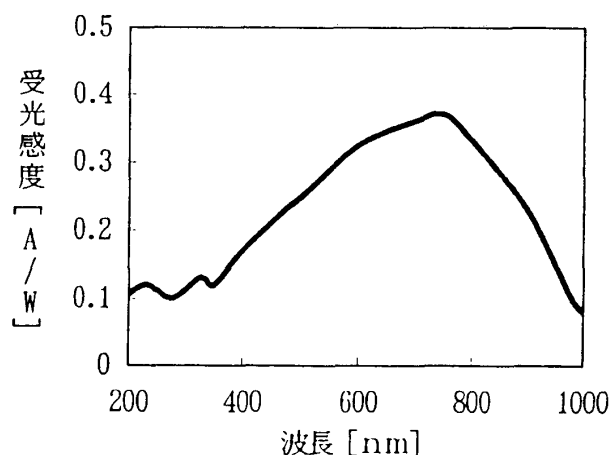


Fig. 4. 分光感度特性

択¹⁰⁾¹¹⁾にあたっては, その特性を十分に把握しておく必要がある。

本法 SPD には, PN 型の Si フォトダイオードを使用した。受光面サイズは 10 mm×10 mm であり, 表面が波長透過率の優れた石英窓で覆われた精密測光用である。Fig. 4 に使用 SPD の分光特性を示す。

(3) X 線線量計検出部の構成

Fig. 5(a), (b) に検出部の構造図を示す。Fig. 5(a) は上面図, Fig. 5(b) は 側面図である。液体シンチレータと SPD の収納ボックスは内部の気密性保持と外部光からの光を完全に遮光するため, プラスチック製防塵ケースを使用した。容積は 9 cm×11.5 cm×5.5 cm とした。また, 内側は光の乱反射を防ぐためブラックアウトし, 外側においては放射線遮蔽のために, X 線入射窓以外は 1 mm 厚の鉛板で覆った。入射窓は円形でその直径は 2 cm とし, また材質はプラスチック製とした。バイアル中には, 隙間なく完全に液体シンチレータを満たして密閉し, それを横向きにして入射窓の直下に配置した。

Fig. 6(a), (b), (c) に検出部を示す。Fig. 6(a) は検出器内部, Fig. 6(b) は SPD 部, Fig. 6(c) は外観を示す。SPD は直接 X 線または散乱線の影響を受けないように, 鉛性円筒の内部に設置した。バイアルと SPD は発砲スチロール容器で固定し, 振動による影響をなくした。また, センサー位置による方向依存性が生じないように, SPD 面とバ

相対的 X 線線量および I.I. 輝度同時測定管理装置の試作

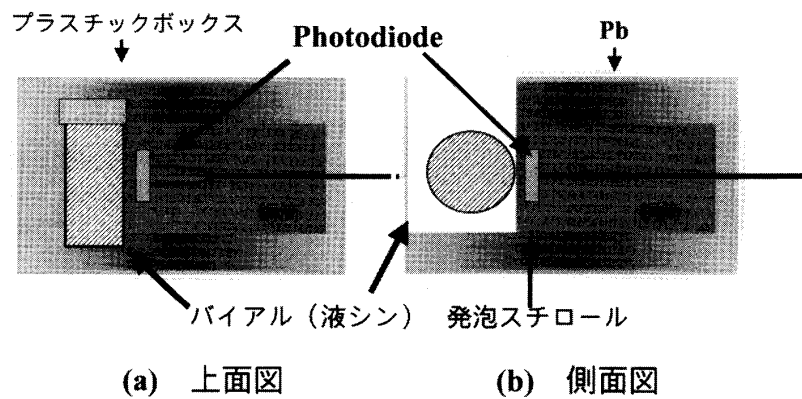


Fig. 5.

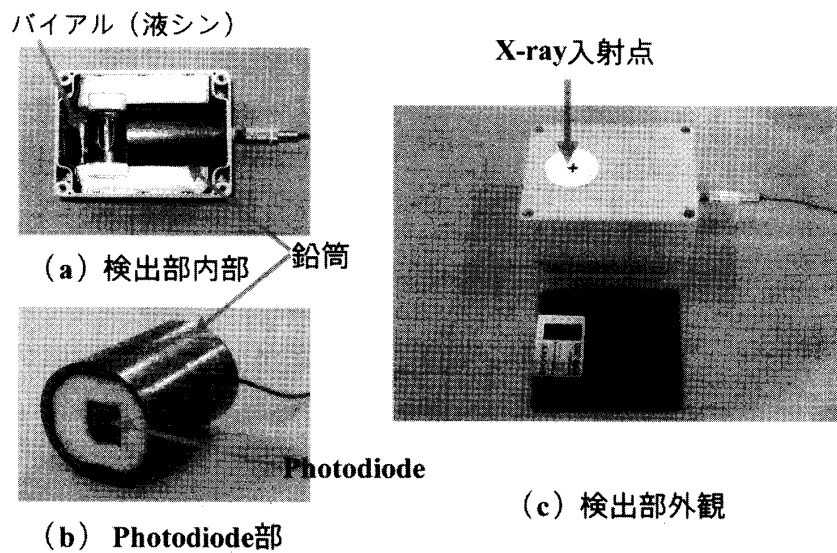


Fig. 6.

バイアル側面とは完全に対向させて配置した。

Fig. 7(a), (b)に増幅部の構造を示す。Fig. 7(a)は増幅器内部, Fig. 7(b)は外観を示す。Fig. 8に増幅部の回路図を示す。増幅部は, I-V 変換器, 増幅器, 安定化電源で構成した。X 線入射によって, 検出部では液体シンチレータの発光量に比例した光電流が発生する。光電流は同軸ケーブルを介して I-V 変換器へ入力し, 電圧に変換した後, 電圧増幅器によって最大+10 V の電圧に変換してから A/D コンバータへ入力した。増幅器には, ゼロ調整器と 5 段階の利得切り替えスイッチを取り付けた。

3) X 線線量の測定

JIS による I.I. の変換係数測定法に準ずる方法で X 線線量と I.I. 輝度を測定した。基準測定器として, X 線線量 (Radiation Monitor MODEL 9015, 60 cc イオンチェンバー: RADOCAI 社) と輝度計 (BM-3: TOPCON) を用いた。X 線装置はインバータ式 X 線装置 (DHF-155H II: HITACHI) を使用した。焦点-検出器間距離 100 cm とし, X 線管には 22 mm 厚の AL フィルターを付加した。

管電流依存による X 線線量と I.I. の輝度測定は管電圧を 100 kV 一定とし, 管電流は 0.6 mA から 2.0 mA まで可変して行った。管電流を 0.2 mA

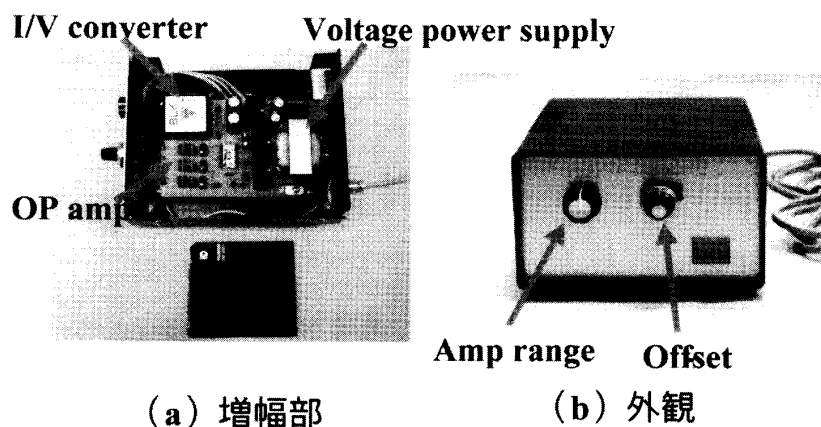


Fig. 7.

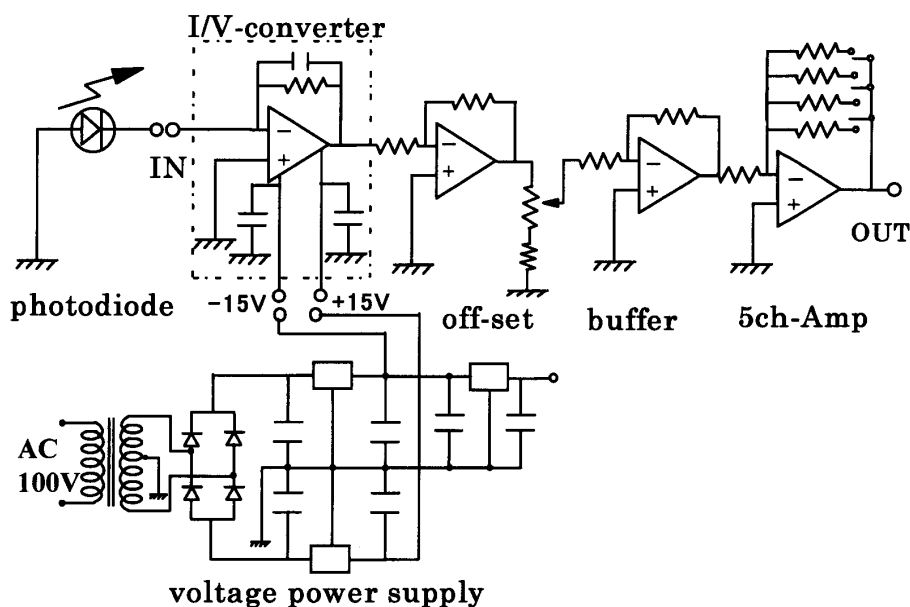


Fig. 8. Measuring circuit of an amplifier

単位で可変して、Model 9015 と BM-3 を用いて、X 線線量と I.I. の輝度値を測定した。

引き続き、本測定システムを用いて、同一の条件で同様の測定を行った。測定は同一条件下で 5 回行い、測定値はその平均値とした。データより近似直線を求め、両測定法による X 線線量と I.I. 輝度値の相関関係を調べた。

管電圧依存による X 線線量と I.I. の輝度測定は管電流を 1.0 mA 一定とし、管電圧は 70 kV ～120 kV まで可変して行った。管電圧を 10 kV 単位で可変して、Model 9015 と BM-3 を用いて、

X 線線量と I.I. の輝度値を測定した。

引き続き、本測定システムを用いて、同一の条件で同様の測定を行った。測定は同一条件下で 5 回行い、測定値はその平均値とした。データより近似直線を求め、両測定法による X 線線量と I.I. 輝度値の相関関係を調べた。ただし、前述の理由から測定結果は X 線線量についてだけ述べることにした。

4) 測定システムの安定性および再現性

インバータ式 X 線装置 (DHF-155H II : HITACHI) を使用し、管電圧 70 kV、管電流 100

mA, 曝射時間 0.1 s, 焦点-検出器間距離を 100 cm として, 本測定システムの安定性および再現性の測定を行った。測定は 1 日 10 回行い, 週 2 ないし 3 回の割合で 1 ヶ月間に渡って合計 10 回行った。この測定結果から測定値の変動係数 (CV)¹⁴⁾¹⁵⁾ を求め, 本測定システムにおける再現性および安定性の評価を行った。測定は一定温度の場所で行い, 温度変化による誤差を無視出来るようにした。

CV は, 次式より求めた。

$$CV = S/\bar{X}$$

ただし, S: 10 回測定値の標準偏差, \bar{X} : 10 回測定値の平均値

3. 結 果

1) X 線線量測定

(1) 管電流依存性

Fig. 9(a), (b) は, 管電圧 100 kV 一定のもとで, 管電流に対する X 線線量の関係を近似直線で示したグラフである。Fig. 9(a) は Model 9015, Fig. 9(b) は本測定システムによる結果である。横軸は管電流 0.6 mA~2 mA, 縦軸は, Fig. 9(a) は X 線線量率 ($\mu\text{C}/\text{kg}/\text{min.}$), Fig. 9(b) は相対 X 線線量率 (mV 値で表示) である。

Fig. 9(a) において, 管電流と X 線線量率との間には測定範囲内で良好な直線性があり, その相関係数は $r=0.999$ であった。Fig. 9(b) において, 管

電流と相対的 X 線線量率との間には幾分の変動が観測されるものの, 測定範囲内ではほぼ直線関係にあり, その相関係数は Model 9015 と同様に $r=0.999$ を示し, 本システムが相対的 X 線線量計として有効であることが判明した。

(2) 管電圧依存性

Fig. 10(a), (b) は, 管電流 1 mA 一定のもとで, 管電圧に対する X 線線量の関係を近似直線で示したグラフである。Fig. 10(a) は Model 9015, Fig. 10(b) は本測定システムによる結果である。横軸は管電圧 70 kV~120 kV, 縦軸は, Fig. 10(a) は X 線線量率 ($\mu\text{C}/\text{kg}/\text{min.}$), Fig. 10(b) は相対 X 線線量率 (mV 値で表示) である。

Fig. 10(a) において, 管電圧と X 線線量率との間には測定範囲内で良好な直線性があり, その相関係数は $r=0.999$ であった。Fig. 10(b) において, 管電圧と相対的 X 線線量率との間には幾分の変動が観測されるものの, 測定範囲内ではほぼ直線関係にあり, その相関係数は Model 9015 と同様に $r=0.999$ を示し, 本システムが相対的 X 線線量計として有効であることが判明した。

前述の結果, 透視診断領域のエネルギー範囲では, 両測定器において管電流および管電圧による依存性は出現しないことが確認できた。

(3) 計測器間の相関関係

Fig. 11(a), (b) は, Model 9015 と本測定システムとの測定値に対する相関関係を示している。Fig. 11(a) は管電流一定のもとで管電圧を可変し

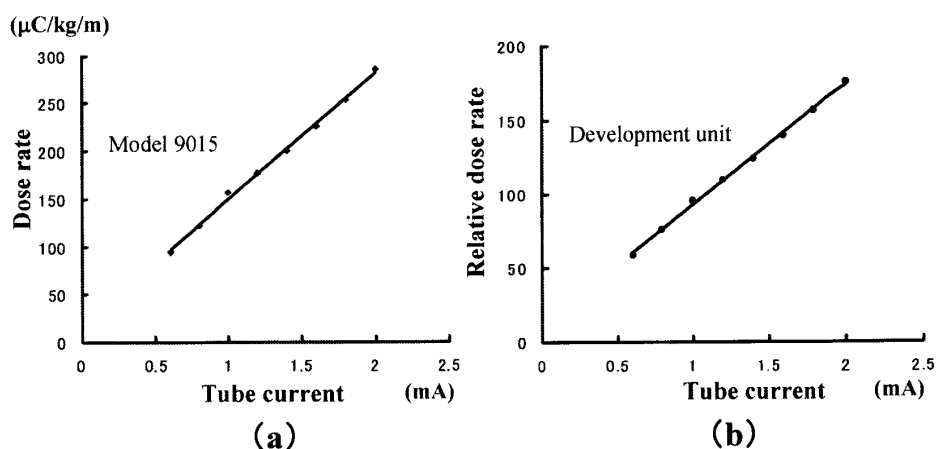


Fig. 9. Linearity (0.6 mA-2.0 mA)

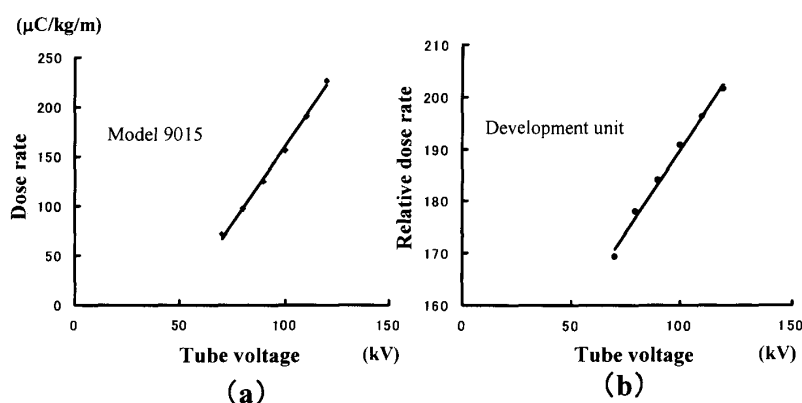


Fig. 10. Linearity (70 kV-120 kV)

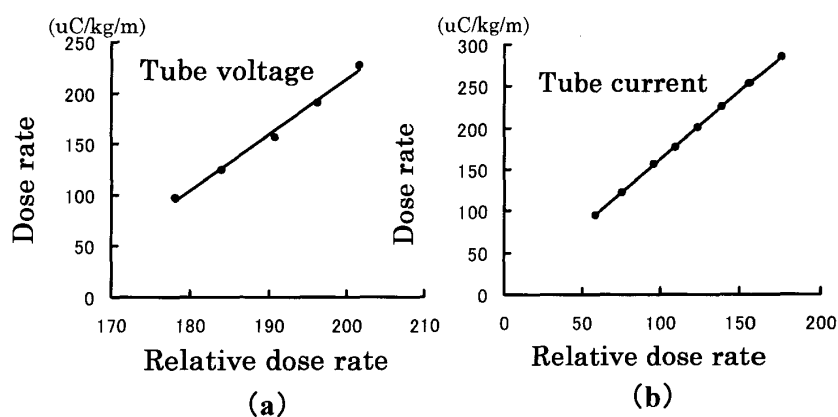


Fig. 11. Relationship between dose rate and relative dose rate

た時, Fig. 11(b) は管電圧一定のもとで管電流を可変した時の関係を示した。両グラフの横軸は相対的 X 線線量値, 縦軸は Model 9015 の値とした。

Fig. 11(a) は測定範囲内で良好な直線性を示し, その相関係数は $r=0.998$ を示した。Fig. 11(b) においても測定範囲内で良好な直線性を示し, その相関係数は $r=0.999$ を示した。測定結果より, Model 9015 と本測定システムの間には極めて良好な相関関係が見出され, 本システムが QC 測定装置として十分に対応できることが判明した。さらに, 本システムは Model 9015 に比べて, 測定の簡易さと高速性において優れていた。

(4) 測定システムの安定性および再現性

Fig. 12 は, 本システムの安定性および再現性を示したグラフである。横軸は測定回数, 縦軸は変動係数 CV である。1ヶ月に渡って, 10 回の測定を

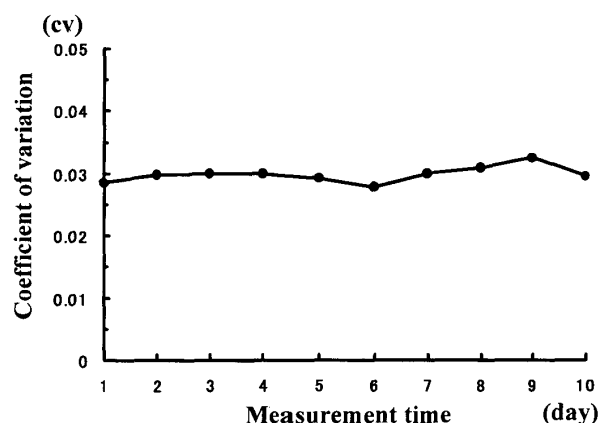


Fig. 12. Reproducibility

行った結果, 変動係数の変化の最大値は 0.034, 最小値は 0.028 であった。これは JIS で規定した 0.1 以下という安定の範囲内であった。その結果, 本システムは極めて安定であり, QC における長期

間のデータに信頼性のあることが判明した。

4. 考 察

我々の施設における X 線線量の測定において、つまり X 線撮影および X 線透視条件における照射線量の測定には、既存の空気電離箱式 X 線線量計 (Model 9015: Radocal) を用いて行っている。Model 9015 は、購入時に放射線計測器管理センタにおいて精密な校正が行われ、その値は信頼できるものである。しかし、医療施設にあってこれに相当する計測器を所有している施設は以外に少ない。これは、X 線線量測定は日常欠かさず行うというものでもなく、また機器が高価であることが理由のひとつと考えられる。

しかしながら X 線機器管理を行う上で、X 線線量計は絶対的に必要な計測器である。そこで各施設において簡単に製作でき、簡易に測定できる、つまりテスト的な線量計が要求されている。我々はその要求に答えるため、液体シンチレータと SPD の組み合わせによる相対値表示の X 線線量測定システムを考案した。通常、液体シンチレータは低エネルギー β 線の測定用に使用されているが、我々は X 線感受性が優れている点、方向依存性がないという理由からこれを検出器に利用することにした。

液体シンチレータの溶質、溶媒は東北大学アイソトープセンタから提供して頂き、調査は我々で行った。入射 X 線による円筒計バイアルからの発光は均一と考えることができ、X 線入射方向に対して方向依存性は無視できる。また、バイアルの形状は自由に選択することができるので、検出部は多用な形状とすることができ、センサーとの間に良い整合性が作れ、効率の良い光検出が実現できると考える。CT 装置における照射線量の測定は比較的困難とされているが、本検出器の適用によっては何らかの解決が見出せるかもしれない。しかし、この件に関しては今後の課題とした。

今回、I.I. 輝度については省略したが、本測定システムは X 線線量と I.I. 輝度が同時にほぼリアルタイムで観測でき、特に SPD と I.I. は一体化したので、I.I. 輝度値は常時観測可能になっている。

また、データは CRT 上に表やグラフで表示でき、経時変化が容易に観察できた。A/D コンバータは 16ch を有し、複数の X 線発生器、I.I. の使用時間などの記録にも使用でき、使用における経時・経年を知る上で貴重なデータになると考えている。

最近の X 線発生装置は高周波タイプのインバータ式装置¹³⁾ となり、その周波数とフォトダイオードの周波数応答特性について検討を行った。LED 発光変調器は低周波発振器と変調器⁶⁾¹²⁾ を組み合わせて製作した。SPD の応答測定は各周波数で LED を発光させ、SPD で検出しその出力信号をオシロスコープで観測した。SPD の周波数帯域は測定結果のグラフより求めたが、その帯域は 4.5 kHz に達し一般的な X 線発生装置に対して十分に対応が可能であることを示した。

基準線量計の Model 9015 と本測定システムによる測定値との間の相関関係は、二変量相関分析法によって求めた。両測定システムは、臨床（透視）で使用される X 線エネルギー領域においては、管電圧および管電流の依存性はほとんどなく、各々非常に良い直線性を示し、互いの相関係数は 0.999 という非常に高い相関が得られ、本測定システムが X 線透視領域における X 線テレビ QC 装置として十分に対応可能であると考えられる。今後は、X 線撮影領域に適用し、本測定システムの有効性を追求する。

本測定システムの繰り返し精度を調べたが、CV 値が示すように安定性、再現性は極めて良く、長期に渡る QC 装置としての条件も十分に備えていると考えられる。今後は X 線テレビ以外にも QC 装置として適用できるように、さらに研究を重ねていく所存である。

5. 結 語

本法における X 線線量計の検出部は、液体シンチレータとフォトダイオードとの組み合わせとした。X 線線量と I.I. 輝度のデータは、1 Hz の切り替えによってほぼ同時に観測できるようにした。本測定システムと基準 X 線線量計 Model 9015 との間の測定データには、極めて良好な相関があった。また、透視領域の線量測定において本測定シ

システムは優れた再現性、安定性を有していた。

本測定システムは簡易的にかつ精度良く測定が可能であり、経年変化を含む X 線装置の QC に極めて有効であることを示した。

文 献

- 1) Gray, J.E., Winkler, N.T., Stears, J., Frank, E.D.: Quality control in diagnostic imaging, University Park Press, Baltimore, 1983
- 2) 日放技専門委員会 放射線技術品質保証班編: 放射線技術 QC プログラム改定・増補版, 日放技会, 1992
- 3) 斎 政博, 千田浩一, 榊田秀明, 板垣良二, 石屋博樹, 佐々木正寿, 有馬宏寧: X 線アナライザによる X 線量測定—X 線装置管理を目的とした検討—, 日放技学誌, **51**, 827-832, 1995
- 4) 重谷 昇: 診療現場の問題点—自作線量計による患者被曝線量を知る方法, 日放技学誌, **53**, 1855-1859, 1997
- 5) 細貝良行, 大石幹雄, 片倉 剛, 洞口正之, 長谷川圭三: コンピュータによる I.I. 輝度管理装置の開発, 日放技学誌, **54**, 754-763, 1998
- 6) 坂本 博, 細貝良行, 佐々木正寿, 大石幹雄: I.I. 輝度および相対的 X 線量同時測定管理装置の試作—第 1 報—, 日放技学第 27 回秋期学術大会一般研究発表後抄録, 34, 1999
- 7) 石河寛昭: 最新液体シンチレーション測定法, 南山堂, 1997
- 8) 日本放射線機器工業会: 医用画像・放射線機器ハンドブック, 電子計測出版社, 1989, p.166-168, 304
- 9) マイクロサイエンス (株): ADM-68xPCI, 1999
- 10) 宮崎 仁: フォトダイオードの動作原理と基本回路, トランジスタ技術 SP, QC 出版, **66**, 56-62, 1999
- 11) 浜松ホトニクス (株): フォトダイオード, 1999
- 12) 片倉 剛, 大石幹雄, 石川英子: 光ファイバー・フォトダイオード型蛍光量計の試作, 東北大医短部紀要, **6**, 81-88, 1997
- 13) 佐藤弘之, 千田浩一, 佐々木正寿, 大石幹雄, 洞口正之: インバータ式 X 線装置 (インバータ周波数 30 kHz) 管電圧波形の計測, 日放技会東北部会誌, **3**, 60, 1992
- 14) 日本規格協会: JIS ハンドブック放射線 (能), 医用 X 線高電圧装置通則, Z4702
- 15) 日本放射線機器工業会: X 線診断装置の保守管理データブック, 電子計測出版社, 1989